



RECT 25 FEB 2004

BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION**COPIE OFFICIELLE**

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le **02 DEC. 2003**

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'M. Planché', enclosed within a large, loopy oval stroke.

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr



26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

**BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI

PCT/EP 03 / 1484
N° 11354*03

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

page 1/2



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 540 W / 210502

Réservé à l'INPI

REMISE DES PIÈCES

DATE

20 DEC 2002

LIEU

75 INPI PARIS

N° D'ENREGISTREMENT

0216320

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE

PAR L'INPI

20 DEC 2002

☒ **NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE
À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE**

CABINET PLASSERAUD

84, rue d'Amsterdam
75440 PARIS CEDEX 09

Vos références pour ce dossier

(facultatif) BFF020193

Confirmation d'un dépôt par télécopie

☐ N° attribué par l'INPI à la télécopie

2 NATURE DE LA DEMANDE

Cochez l'une des 4 cases suivantes

Demande de brevet

☒

Demande de certificat d'utilité

☐

Demande divisionnaire

☐

Demande de brevet initiale

N°

Date

ou demande de certificat d'utilité initiale

N°

Date

Transformation d'une demande de
brevet européen *Demande de brevet initiale*

☐

N°

Date

3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

PROCEDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE

4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ

OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE

LA DATE DE DÉPÔT D'UNE

DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE

Pays ou organisation

Date

N°

Pays ou organisation

Date

N°

Pays ou organisation

Date

N°

☐ **S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»**

5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)

☒ **Personne morale**

☐ **Personne physique**

Nom
ou dénomination sociale

BIOSPACE INSTRUMENTS

Prénoms

Forme juridique

N° SIREN

Code APE-NAF

Société Anonyme

349694893

Domicile

Rue

10, rue Mercœur 75011 PARIS

ou

siège

Code postal et ville

Pays

FRANCE

Française

Nationalité

N° de téléphone (facultatif)

N° de télécopie (facultatif)

Adresse électronique (facultatif)

☐ **S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»**

REMISE DES PIÈCES DATE 20 DEC 2002 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT 0216320 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		DB 540 W / 1
6 MANDATAIRE (s'il y a lieu) Nom Prénom Cabinet ou Société N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel Adresse Rue Code postal et ville Pays N° de téléphone (facultatif) N° de télécopie (facultatif) Adresse électronique (facultatif)		BFF020193 Cabinet PLASSERAUD 84, rue d'Amsterdam 75009 PARIS
7 INVENTEUR (S) Les demandeurs et les inventeurs sont les mêmes personnes		Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'Inventeur(s)
8 RAPPORT DE RECHERCHE Établissement immédiat ou établissement différé		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation) <input checked="" type="checkbox"/> Établissement immédiat <input type="checkbox"/> Établissement différé
Paiement échelonné de la redevance (en deux versements)		Uniquement pour les personnes physiques effectuant elles-mêmes leur propre dépôt <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention (joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence): AG
10 SÉQUENCES DE NUCLEOTIDES ET/OU D'ACIDES AMINÉS Le support électronique de données est joint La déclaration de conformité de la liste de séquences sur support papier avec le support électronique de données est jointe		<input type="checkbox"/> Cochez la case si la description contient une liste de séquences <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes		
11 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) Eric BURBAUD 94-0304		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI C. TRAN

Procédé et dispositif d'imagerie radiographique

La présente invention est relative aux procédés et dispositifs d'imagerie radiographique, notamment pour la mesure de la densité minérale osseuse.

Plus particulièrement, l'invention concerne un procédé d'imagerie radiographique comprenant une étape (d) consistant à introduire dans des moyens de calcul, des premières données radiologiques numérisées à partir de signaux délivrés par des moyens de détection de rayons X et correspondant à des pixels d'une première image d'une partie anatomique comportant un corps osseux et balayée, selon une première incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies, ces premières données comprenant, pour chaque pixel, des coordonnées du pixel dans la première image et des valeurs d'absorptiométrie adaptées pour calculer la densité minérale osseuse du corps osseux, ramenée à une unité de surface.

Ce type de procédé est connu, notamment du document US-A-5 778 045. Il est en particulier mis en œuvre pour l'examen de corps osseux de patients dans le but de fournir à un praticien des informations susceptibles d'aider les praticiens pour le diagnostic de l'ostéoporose.

Avec ce type de procédé de l'art antérieur, la densité minérale calculée à partir des données radiologiques correspond à une projection de la densité minérale osseuse du corps osseux examiné, dans un plan perpendiculaire à la direction d'incidence. Les valeurs de la densité minérale osseuse ainsi calculées ne permettent donc pas de connaître comment cette densité minérale osseuse est distribuée dans cette direction d'incidence. En outre, les procédés de l'art antérieur ne prennent pas en compte les caractéristiques

morphologiques individuelles des patients, ce qui peut induire des erreurs de diagnostic. Ceci limite les possibilités d'interprétation ultérieures, par le praticien, des images ainsi obtenues en vue de l'évaluation des risques fracturaires et la prescription de traitements. Pour palier cet inconvénient, et obtenir une représentation tridimensionnelle de la densité minérale osseuse, il faut utiliser une autre approche, la tomodensitométrie, pour laquelle il est nécessaire de réaliser de nombreuses projections tomodensitométriques, ce qui augmente considérablement le taux d'irradiation, par des rayons X, du corps du patient qui subit cet examen.

La présente invention a notamment pour but de pallier au moins certains des inconvénients des procédés de l'art antérieur.

A cet effet, on prévoit selon l'invention, un procédé tel que mentionné ci-dessus qui, outre les caractéristiques déjà mentionnées, est caractérisé par le fait qu'il comprend une étape (e) consistant à déterminer la valeur d'un index composite en fonction de coordonnées dans un référentiel à trois dimensions, à partir d'une part, des premières données radiologiques numérisées et d'autre part, d'un modèle générique tridimensionnel dudit corps osseux.

Grâce à ces dispositions, on obtient, avec un nombre très limité d'images, c'est-à-dire avec un taux d'irradiation relativement faible, un index qui prend en compte la forme tridimensionnelle du corps osseux examiné. Il est ainsi possible de rendre compte de la distribution en volume de cet index, qui peut être notamment représentatif de la densité minérale osseuse. Le procédé selon l'invention, fournit ainsi, avec un relativement faible taux d'irradiation, un indice clinique pertinent pour l'évaluation des risques fracturaires et/ou des pathologies

osseuses et/ou de leur traitement. Le procédé selon l'invention peut également permettre non seulement d'accroître la précision des mesures de la densité minérale osseuse, mais également d'accéder à la macro architecture du corps osseux analysé. La connaissance de la macro architecture permet, par la prise en compte de paramètres différents de la seule densité minérale osseuse, d'affiner le diagnostic de certaines pathologies et de l'ostéoporose en particulier.

Il est à noter que les données issues du procédé selon l'invention peuvent être obtenues par un technicien ayant appris à mettre en œuvre le procédé selon l'invention, mais que l'établissement d'un diagnostic à partir de ces données ne peut être effectué que par un praticien ayant reçu une formation médicale.

Dans des modes de mise en œuvre préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- préalablement à l'étape (d) consistant à introduire les premières données radiologiques dans les moyens de calcul, il comprend au moins l'une des étapes consistant à

(a) balayer au moins une partie anatomique comportant ledit corps osseux, en l'irradiant selon au moins la première incidence avec au moins un faisceau de rayons X, générés par au moins une source de rayons X et ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies,

(b) détecter, grâce à des moyens de détection, l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la première incidence, chaque partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et délivrer, à partir des

moyens de détection, des signaux correspondants au rayonnement transmis, et

5 . (c) numériser et enregistrer ces signaux délivrés par les moyens de détection et correspondant au moins à la première incidence, pour constituer les premières données radiologiques ;

10 - l'étape (d) comprend l'opération consistant à reconstituer au moins une première image bidimensionnelle de la densité minérale osseuse de chaque partie balayée dudit corps osseux, à partir des premières données radiologiques ;

15 - il comprend également une étape (d') consistant à introduire dans les moyens de calcul, des deuxièmes données radiologiques numérisées à partir de signaux délivrés par des moyens de détection de rayons X et correspondant à des pixels d'une deuxième image de la partie anatomique comportant ledit corps osseux et balayée avec un faisceau de rayons X selon une deuxième incidence, non parallèle à la première incidence, et dans lequel les deuxièmes données radiologiques sont introduites dans l'étape (e), pour la
20 détermination de la valeur de l'index composite en fonction de coordonnées dans le référentiel à trois dimensions ;

- préalablement à l'étape (d') consistant à introduire les deuxièmes données radiologiques dans les moyens de calcul, il comprend les étapes consistant à :

25 . (a') balayer au moins une partie anatomique comportant ledit corps osseux, en l'irradiant selon la deuxième incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins une énergie ;

30 . (b') détecter, grâce aux moyens de détection, l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la deuxième incidence, chaque partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par

chacune des parties balayées, et délivrer, à partir des moyens de détection, des signaux correspondants au rayonnement transmis,

5 . (c') numériser et enregistrer les signaux délivrés par les moyens de détection et correspondant à la deuxième incidence, pour constituer les deuxièmes données radiologiques ;

10 - les premières et deuxièmes données radiologiques sont obtenues respectivement, selon les première et deuxième incidences, par deux balayages consécutifs de ladite partie anatomique ou par un balayage simultané, selon les première et deuxième incidences, de ladite partie anatomique ;

15 - l'étape (d) comporte également l'opération consistant à reconstituer une deuxième image bidimensionnelle, choisie parmi une image radiographique standard et une image de la densité minérale osseuse, de chaque partie balayée du corps contenant ledit corps osseux, à partir des deuxièmes données radiologiques ;

20 - l'étape (e) comprend au moins l'une des sous-étapes consistant à :

 . (e₁) identifier, sur au moins la première image, des repères prédéterminés correspondant audit corps osseux,

25 . (e₂) déterminer dans le référentiel à trois dimensions, grâce à des premiers moyens de reconstruction, la position géométrique de chaque repère, identifiés à l'étape (e₁), et

30 . (e₃) déterminer, grâce à des seconds moyens de reconstruction, la forme en trois dimensions d'un modèle effectif représentant ledit corps osseux, par déformation d'un modèle générique prédéterminé, tout en maintenant en coïncidence des repères de ce modèle générique en cours de déformation, avec les repères reconstruits par les premiers moyens de reconstruction ;

- le modèle générique est déformé de façon que le modèle effectif suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique ;

5 - il comprend une étape (g) consistant à déterminer, dans un référentiel à trois dimensions, grâce à des troisièmes moyens de reconstruction, la position géométrique de contours tridimensionnels appartenant audit corps osseux, en mettant en correspondance des repères repérés à l'étape (e₁) et des contours tridimensionnels du modèle générique
10 projetés sur au moins la première image, et en réalisant une déformation géométrique non homogène du modèle générique afin d'améliorer l'adéquation entre des informations issues d'au moins la première image et des informations représentatives du modèle effectif ;

15 - au cours de l'étape (e₁), certains des repères identifiés, dits « repères de contrôle non stéréo-correspondants » ne sont visibles et repérés que sur une seule image,

 - et au cours de l'étape (e₂), la position
20 géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo-correspondant dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant les repères de contrôle non stéréo-correspondants du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

25 . d'une part, la source de rayons X à l'origine de l'image dans laquelle une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et repérable,

 . et d'autre part, la projection de ce repère sur
cette image, les repères de contrôle non stéréo-
30 correspondants étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer ;

 - au cours de l'opération (e₃), on minimise la

valeur de la somme quadratique :

$$S = \lambda \cdot \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2 ,$$

où λ est un coefficient constant, m est un nombre entier de ressorts fictifs reliant chaque repère du modèle générique à d'autres repères de ce modèle, k_i est une valeur de raideur prédéterminée du ressort fictif d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique initial, et x_i est la longueur de ressort fictif d'indice i dans le modèle générique en cours de déformation ;

- au cours de l'étape (e_1), au moins certains des repères sont des repères de contrôle stéréo-correspondants visibles et identifiés sur la première image et une autre image ;

- au cours de l'étape (e_3), la position géométrique des repères de contrôle stéréo-correspondants est directement calculée à partir de mesures de position des projections de ces repères sur la première image et l'autre image ;

- il comprend une étape (h) consistant à effectuer un calibrage radiographique de l'environnement tridimensionnel dudit corps osseux en définissant le référentiel tridimensionnel dans lequel sont exprimées les coordonnées de chaque source de rayons X et des moyens de détection pour chaque incidence ;

- au cours de l'opération (e), on repère sur chaque image des lignes de contour correspondant à des limites dudit corps osseux et/ou à des lignes de plus grande densité de niveau de gris à l'intérieur de ces limites ; et

- l'index composite est un paramètre choisi parmi
un paramètre spécifique de la géométrie osseuse, choisi parmi l'angle, la longueur, la surface et le volume

d'une partie osseuse,

. un paramètre physique choisi parmi la densité et la masse d'une partie osseuse,

5 . un paramètre mécanique choisi parmi le module de section (mesure de la résistance relative tenant compte des trois dimensions : profondeur, largeur, longueur) et les moments d'inertie d'une partie osseuse,

10 . un paramètre chimique choisi parmi la composition en eau, la composition en graisses et la composition en os d'une partie anatomique comprenant ledit corps osseux, ou toute combinaison d'au moins deux des paramètres précédents ; et

- l'index composite est une combinaison d'au moins deux paramètres dont

15 . l'un est choisi parmi les paramètres spécifiques de la géométrie osseuse et les paramètres physiques : l'angle, la longueur, la surface, le volume, la densité minérale osseuse et la masse, d'une partie osseuse et

20 . l'autre est choisi parmi les paramètres chimiques et physiques : la composition en eau, la composition en graisses ; la composition en os, d'une partie anatomique comprenant le corps osseux, ainsi que le module de section et les moments d'inertie d'une partie osseuse. On notera qu'avec les procédés de l'art antérieur, le calcul

25 d'un tel index n'était pas possible.

Selon un autre aspect, l'invention concerne un dispositif d'imagerie radiographique en trois dimensions pour la mise en œuvre du procédé décrit ci-dessus. Ce dispositif comprend :

30 - des moyens de calcul, adaptés pour calculer des premières données radiologiques numérisées à partir de signaux délivrés par des moyens de détection de rayons X et correspondant à des pixels d'une première image d'une partie

anatomique comportant un corps osseux et balayée, selon une première incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies, ces premières données comprenant, pour chaque pixel, des coordonnées du pixel dans la première image et des valeurs d'absorptiométrie adaptées pour calculer la densité minérale osseuse du corps osseux, ramenée à une unité de surface, et

- des moyens de mémoire, pour mémoriser au moins un modèle générique tridimensionnel dudit corps osseux, caractérisé par le fait que les moyens de calcul sont également adaptés pour déterminer la valeur d'un index composite en fonction de coordonnées dans un référentiel à trois dimensions, à partir d'une part, des premières données radiologiques numérisées et d'autre part, d'au moins un modèle générique tridimensionnel dudit corps osseux, mémorisé dans les moyens de mémoire.

Ce dispositif comporte éventuellement l'une et/ou l'autre des dispositions suivantes :

- il comprend des moyens générateurs de rayonnement adaptés pour générer, selon au moins une première incidence, au moins un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies et balayer au moins une partie anatomique comprenant ledit corps osseux ;
- il comprend des moyens de détection adaptés pour détecter l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la première incidence, chaque partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et pour délivrer, à partir des moyens de détection, des signaux correspondants au rayonnement transmis ;
- il comprend des moyens de numérisation et

d'enregistrement des signaux délivrés par les moyens de détection et correspondant au moins à la première incidence, pour constituer les premières données radiologiques ;

5 - les moyens générateurs de rayonnement sont également adaptés pour générer, selon une deuxième incidence, non parallèle à la première incidence, un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins une énergie, et pour balayer au moins une partie anatomique comportant ledit corps osseux,

10 - les moyens de détection sont également adaptés pour détecter l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la deuxième incidence, chaque partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et pour délivrer des
15 signaux correspondants au rayonnement transmis ;

20 - les moyens de numérisation et d'enregistrement sont également adaptés pour numériser et enregistrer les signaux délivrés par les moyens de détection et correspondant à la deuxième incidence, pour constituer des deuxièmes données radiologiques ;

25 - les moyens générateurs de rayonnement sont constitués d'une source de rayonnement unique de rayons X générant alternativement deux faisceaux de rayons X correspondant chacun à un spectre d'énergie différent, cette source de rayonnement étant mobile, par rapport audit corps osseux, à la fois dans un plan comprenant les première et deuxième incidences et le long d'un axe de translation perpendiculaire à ce plan ;

30 - les moyens de détection sont constitués d'un détecteur comprenant une ligne de cellules de détection perpendiculaire à l'axe de translation, la source de rayonnement et le détecteur étant alignés selon un axe source-détecteur parallèle au plan comprenant les première

et deuxième incidences ; et

- les moyens de reconstruction sont adaptés pour effectuer un repérage de contours ou de points de la surface dudit corps osseux sur une image de la forme :

$$5 \quad \text{Im}(x,y) = \sum_{i \in I} a_i f_i(S_i(x,y))$$

où

- les a_i sont des coefficients réels,

- les f_i des fonctions de \mathbb{R} dans \mathbb{R} ,

10 - les $S_i(x,y)$ les valeurs d'absorptiométrie pour chaque pixel (x,y) de ladite image obtenue avec un rayonnement dont la distribution en énergie correspond à un spectre i .

Selon encore un autre aspect, l'invention est un programme d'ordinateur pour le traitement numérique d'images
 15 radiographiques, ce programme mettant en oeuvre une opération consistant à calculer des premières données radiologiques à partir de signaux délivrés par des moyens de détection de rayons X et correspondant à des pixels d'une première image d'une partie anatomique comportant un corps
 20 osseux et balayée, selon une première incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies, ces premières données comprenant, pour chaque pixel, des coordonnées du pixel dans la première image et des valeurs d'absorptiométrie adaptées
 25 pour calculer la densité minérale osseuse du corps osseux, ramenée à une unité de surface. Ce programme est caractérisé par le fait qu'il met en oeuvre une opération consistant à déterminer la valeur d'un index composite en fonction de coordonnées dans un référentiel à trois dimensions, à partir
 30 d'une part, des premières données radiologiques numérisées et d'autre part, d'un modèle générique tridimensionnel dudit

corps osseux mémorisé dans des moyens de mémoire d'un ordinateur.

5 Selon encore un autre aspect, l'invention est un produit de programme d'ordinateur comprenant des moyens de code de programme, stockés sur un support lisible par un ordinateur, pour mettre en œuvre le procédé selon l'invention, lorsque ledit produit de programme fonctionne sur un ordinateur. Ce produit de programme pour ordinateur peut comprendre, par exemple, un CD-ROM, une disquette, etc.

10 D'autres aspects, buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description de plusieurs de ses modes de réalisation.

L'invention sera également mieux comprise à l'aide des dessins, sur lesquels :

15 - la figure 1 est une représentation schématique en perspective d'un dispositif d'imagerie radiographique selon une forme de réalisation de l'invention ;

20 - la figure 2 est une vue schématique de côté des moyens générateurs de rayonnement du dispositif d'imagerie représenté sur la figure 1 ;

25 - la figure 3 est une vue schématique de côté analogue à celle de la figure 2, la position respective du patient et des moyens générateurs de rayonnement du dispositif d'imagerie selon l'invention ayant tourné d'environ 90° par rapport à leur position respective sur la figure 2 ;

- la figure 4 est une vue schématique en perspective d'une vertèbre telle que l'une de celle d'un patient examiné au moyen du dispositif de la figure 1 ;

30 - les figures 5 et 6 sont respectivement des vues de profil et de face de la vertèbre de la figure 4, schématisant une partie des vues de profil et de face obtenues au moyen du dispositif de la figure 1 ;

- la figure 7 est une vue schématique de côté analogue à celle de figures 2 et 3, d'une variante des moyens générateurs de rayonnement du dispositif d'imagerie selon l'invention représenté sur la figure 1 ; et

5 - la figure 8 représente schématiquement le dispositif selon l'invention repéré dans un référentiel tridimensionnel.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

10 La figure 1 représente un dispositif d'imagerie 1 pour la reconstruction tridimensionnelle d'un index composite, tel que la densité minérale osseuse ramenée à un volume. Ce dispositif comporte un bâti mobile 2 déplaçable, de façon motorisée sur des guides 3, en translation sur un
15 axe longitudinal horizontal Z et en rotation autour de ce même axe horizontal Z.

Ce bâti 2 entoure un champ d'observation 4 dans lequel peut prendre place un patient.

20 Le bâti mobile 2 comporte des moyens générateurs de rayonnement et des moyens de détection.

Ces moyens générateurs de rayonnement et ces moyens de détection sont d'un type connu de l'homme du métier (voir par exemple le document US-A-5 778 045).

25 Les moyens générateurs de rayonnement sont constitués d'une source de rayons X 5. Ils sont adaptés pour générer alternativement une impulsion correspondant à un spectre de haute énergie et une impulsion correspondant à un spectre de basse énergie.

30 Les moyens de détection sont constitués d'un ou plusieurs détecteurs 6 qui sont disposés, selon un axe source-détecteur face à la source 5 au-delà du champ 4. Bien entendu, d'autres types et d'autres dispositions de détecteurs, pourraient éventuellement être utilisés dans le

cadre de la présente invention. En particulier, les emplacements respectifs des moyens générateurs 5 et des moyens de détection 6 peuvent éventuellement être intervertis.

5 Le bâti 2 et le champ d'observation 4 étant mobiles en rotation l'un par rapport à l'autre autour de l'axe horizontal Z, la position relative de l'axe source-détecteur et du champ 4 peut être modifié d'un angle compris entre 0 et 90 degrés, perpendiculairement à l'axe horizontal Z. Ainsi, les moyens générateurs de rayonnement peuvent émettre
10 les deux faisceaux, respectivement de haute énergie et de basse énergie, selon plusieurs incidences et en particulier selon deux incidences quasi-orthogonales.

Le détecteur 6 est adapté pour détecter l'énergie
15 des rayons X arrivant sur et traversant une partie anatomique du patient analysé, cette partie anatomique comportant le corps osseux dont on souhaite avoir une représentation tridimensionnelle, étant balayée par les faisceaux de rayons X. Ce détecteur délivre des signaux
20 correspondants aux rayonnements transmis.

Le bâti est piloté par un micro-ordinateur 17 ou un autre système électronique de commande.

Le micro-ordinateur 17 est en particulier équipé :

- de moyens d'enregistrement (la ou les mémoire(s)
25 du micro-ordinateur 17) des signaux délivrés par le détecteur, pour chaque énergie et pour chaque incidence, et
- de moyens de calcul pour lire ces signaux et reconstituer, pour chaque incidence selon laquelle deux spectres d'énergie sont émis et détectés, respectivement une
30 première et une deuxième images radiographiques bidimensionnelles de la partie anatomique comprenant le corps osseux.

Le dispositif qui vient d'être décrit fonctionne

comme suit.

Au moyen du micro-ordinateur 17, on fait d'abord prendre une première image de la densité minérale osseuse et une deuxième image d'une partie anatomique d'un patient P. Comme représenté sur les figures 2 et 3, on balaye pour ce faire le champ d'observation 4 successivement selon une incidence, par exemple verticale, par des faisceaux 10 de haute et de basse énergie, puis selon une autre incidence, par exemple horizontale, également par au moins un faisceau 11 de haute et/ou de basse énergie.

Au cours de ce mouvement, on enregistre dans la mémoire du micro-ordinateur 17 deux images numériques, par exemple respectivement antéropostérieure et latérale de la partie examinée du patient P, lesquelles images peuvent être visualisées sur l'écran du micro-ordinateur 17.

Ces deux images correspondent respectivement à des premières et deuxièmes données radiologiques qui peuvent être traitées immédiatement ou stockées pour un traitement ultérieur.

Chacune de ces images comprend généralement plusieurs objets prédéterminés à examiner, par exemple des vertèbres 20 telles que celle représentée schématiquement sur la figure 4.

Pour chacun de ces objets à examiner, le micro-ordinateur 17 a en mémoire un modèle générique à trois dimensions. Ce modèle générique correspond par exemple à un échantillon particulier ou à une forme moyenne de l'objet en question, lequel modèle générique est élaboré, dans ce dernier cas, à l'avance par des méthodes statistiques en analysant un grand nombre d'objets similaires.

Lors de l'affichage des images radiographiques sur l'écran du micro-ordinateur 17, un technicien peut par exemple indiquer au micro-ordinateur, notamment au moyen

d'un clavier ou d'une souris, le type de chaque objet à examiner visible sur les images, de façon que le micro-ordinateur 17 détermine le modèle générique correspondant à cet objet. Cette étape peut éventuellement être réalisée avant l'examen de manière, en particulier à aider l'utilisateur dans les réglages préalables à l'acquisition des images.

Par ailleurs, les modèles génériques utilisés pourraient également être constitués par des modèles préalablement réalisés par imagerie médicale sur le patient P : dans ce cas, le procédé selon l'invention peut permettre par exemple de suivre l'évolution ultérieure du patient P par des moyens plus simples, moins coûteux et émettant moins de radiations que les moyens classiques d'imagerie par tomographie.

Le modèle générique de chaque objet, par exemple de chaque vertèbre 20 d'un squelette humain, comprend :

- les coordonnées d'une pluralité de repères de contrôle, notamment des points correspondant à des repères singuliers de cette vertèbre,
- et les coordonnées d'un grand nombre d'autres repères de l'objet en question, par exemple au nombre d'environ 200 ou plus.

Ces coordonnées peuvent être exprimées par exemple dans un référentiel local X, Y, Z. Dans l'exemple considéré, l'axe Z correspond à la direction "axiale" de la colonne vertébrale, l'axe X est déterminé de façon à définir avec l'axe Z le plan antéro-postérieur de la vertèbre 20, l'axe Y étant perpendiculaire aux axes X, Z. De plus, l'origine O du référentiel X, Y, Z est disposée au milieu des deux faces d'extrémité axiales du corps de la vertèbre, l'origine O étant par ailleurs positionnée pour que l'axe Z traverse la face axiale supérieure de la partie principale de la

vertèbre en un repère C1 tel que la distance de ce repère C1 à l'extrémité avant C7 de la face axiale soit égale à environ 2/3 de la distance totale entre les extrémités avant C7 et arrière C8 de la section antéropostérieure de la face axiale supérieure.

Les différents repères de contrôle C1-C25 se répartissent en deux catégories :

- des repères de contrôle "stéréo-correspondants" C1-C6, visibles et identifiables à la fois sur l'image latérale et sur l'image antéropostérieure, ces repères étant au nombre de 6 dans l'exemple considéré (voir figures 4, 5 et 6),

- et des repères de contrôle "non stéréo-correspondants" C7-C25, visibles et identifiables sur une seule image, ces repères étant au nombre de 19 dans l'exemple considéré.

Le technicien identifie ces différents repères de contrôle pour chaque objet à examiner (par exemple les vertèbres) sur chaque image radiographique, par exemple en "marquant" ces repères à l'écran du micro-ordinateur 17 en les sélectionnant au moyen de la souris et/ou du clavier. De plus, les deux images sont calibrées, de façon à pouvoir mesurer précisément la position de chaque repère de ces images dans un référentiel commun.

Ensuite, on détermine une position géométrique de chaque repère de contrôle de chaque objet, dans un référentiel à trois dimensions, par exemple le référentiel X, Y, Z ou un référentiel commun à l'ensemble des objets à examiner.

La position des repères de contrôle stéréo-correspondants C1-C6 est directement calculée à partir de la mesure de la position de ces points sur les deux images.

De plus, la position géométrique de chaque repère de

contrôle non stéréo-correspondant C7-C25 dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant chaque repère de contrôle stéréo-correspondant C1-C6 du modèle générique jusqu'à sa position mesurée, et en

5 déplaçant les repères de contrôle non stéréo-correspondants C7-C25 du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

. d'une part, la source 5 à l'origine de l'image radiographique où une projection de ce repère de contrôle non stéréo-correspondant est visible et identifiable,

10 . et d'autre part, la projection de ce repère sur l'image radiographique,

les repères de contrôle non stéréo-correspondants étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de

15 l'objet à observer.

En particulier, on peut minimiser ladite déformation en minimisant (par exemple au moyen d'une méthode de gradient) la valeur de la somme quadratique :

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2 ,$$

20 ou plus généralement $S = \lambda \cdot \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2 ,$

où λ est un coefficient constant prédéterminé, m est un nombre entier non nul représentant un nombre de ressorts fictifs qui relie chaque repère de contrôle du modèle générique à d'autres repères de contrôle, k_i est un

25 coefficient de raideur prédéterminé du ressort fictif d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique non déformé, et x_i est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique en cours de déformation.

30 Enfin, on calcule la forme à trois dimensions d'un

modèle effectif représentant la vertèbre 20 du patient P, le modèle effectif étant obtenu par déformation du modèle générique de façon à maintenir la coïncidence des points de contrôle du modèle générique en cours de déformation avec la position spatiale précédemment déterminée des points de contrôle et de façon que ce modèle effectif suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique, en travaillant cette fois sur l'ensemble des points du modèle générique.

10 En particulier, l'obtention du modèle à trois dimensions de chaque objet à examiner peut être obtenu par le procédé connu de krigeage ("kriging").

15 Après le calcul du modèle à trois dimensions des différents objets à examiner, le micro-ordinateur 17 peut assembler la totalité des modèles à trois dimensions des différents objets à examiner, en fonction de la position de ces différents modèles dans un référentiel absolu commun à tous ces objets, de façon à obtenir un modèle à trois dimensions comprenant par exemple l'ensemble du rachis du patient.

20 Une fois élaboré, ce modèle à trois dimensions peut être présenté sur l'écran du micro-ordinateur 17, ou imprimé, sous l'angle de vision voulu. Ce modèle d'ensemble peut également être mis en mouvement à l'écran en fonction des commandes du technicien.

25 Un praticien dispose ainsi d'un outil efficace d'examen pouvant servir à l'imagerie de toute partie notamment osseuse du corps humain ou animal, et utile notamment pour le diagnostic de l'ostéoporose ou pour le suivi de certaines maladies ainsi qu'en pré ou post-opératoire lors d'interventions chirurgicales.

30 Bien entendu, on peut également calculer certains indices cliniques prédéterminés liés soit à la géométrie de

l'ensemble examiné et estimés à partir des images radiographiques (cas de l'ostéoporose par exemple).

Comme représenté sur la figure 7, il est possible de faire une acquisition simultanée des deux images radiographiques. Il suffit pour cela de disposer de deux sources 5, 5' et de deux détecteurs 6, 6', disposés avec leurs axes source-détecteur respectifs correspondant à deux faisceaux 10, 11 selon des incidences formant un angle proche de 90°.

On notera que le dispositif selon l'invention peut comporter plus de deux sources 5, 5' et deux détecteurs 6, 6' et que les incidences de ces différentes sources de rayonnement pourraient le cas échéant ne pas être perpendiculaires entre elles.

On notera aussi que le procédé selon l'invention peut être mis en œuvre en acquérant plus de deux images, par exemple respectivement selon plus de deux incidences. Si tel est le cas, on peut effectuer ensuite, des repérages et des traitements de reconstruction en utilisant les informations correspondant aux différentes images obtenues de manière analogue à ce qui a été décrit plus haut.

On notera également que le dispositif selon l'invention peut comporter une seule source 5 et un ou plusieurs détecteurs 6, la source 5 pouvant prendre au moins deux positions relatives différentes par rapport au patient P, en regard du ou des détecteurs 6.

On notera également que le dispositif selon l'invention pourrait le cas échéant être utilisé dans des applications de radiologie non médicale.

Il va de soi que dans tous les cas, le dispositif radiographique 1 peut être utilisé également en radiographie à deux dimensions, en plus de son utilisation en imagerie tridimensionnelle.

Le dispositif et le procédé selon l'invention peuvent être utilisés pour faire de l'imagerie tridimensionnelle à partir d'images de radiologie classique.

En effet, on notera qu'une image peut être représentée par $Im(x,y) = \sum_{i \geq 1} a_i f_i(S_i(x,y))$

où

- les a_i sont des coefficients réels,
- les f_i des fonctions de \mathbb{R} dans \mathbb{R} ,

10 - les $S_i(x,y)$ les valeurs d'absorptiométrie pour chaque pixel (x,y) de ladite image obtenue avec un rayonnement dont la distribution en énergie correspond à un spectre i .

En général, les fonctions f_i sont des fonctions logarithme.

15 La détermination des coefficients a_i se fait par étalonnage et par étude de l'environnement des tissus mous entourant les tissus osseux.

Si $a_1=1$, $a_2=0$, f_1 la fonction identité et f_2 quelconque, Im correspond à S_1 (cas mono énergétique).

20 Si a_1 et a_2 (avec $i=2$) sont déterminés par étalonnage et si les fonctions f_1 et f_2 sont des fonctions logarithme, Im correspond au cas bi énergétique, tel que par exemple, dans la technique DXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry).

25 Dans le dispositif selon l'invention, les moyens de reconstruction peuvent être adaptés pour effectuer un repérage de contours ou de points de la surface dudit corps osseux sur une image telle que définie ci-dessus. Dans ce cas, le dispositif selon l'invention permet de reconstruire un modèle effectif tridimensionnel d'un corps osseux, à
30 partir d'une ou plusieurs images obtenue(s) à partir de deux

spectres énergétiques différents ($i=2$), soit à partir d'un rayonnement mono énergétique ($i=1$). Ce modèle effectif n'est d'ailleurs pas nécessairement représentatif de la densité minérale osseuse, s'il est reconstruit à partir d'images radiographiques classiques.

Ainsi le dispositif selon l'invention peut comporter un mode spécifique pour la reconstruction tridimensionnelle de la densité minérale osseuse, ou d'un autre index composite, et un mode de reconstruction tridimensionnelle à partir d'images radiographiques classiques.

Par ailleurs, au lieu d'utiliser des repères de contrôle C1-C25 définis à l'avance sur chaque modèle générique, il serait possible de déterminer et de positionner dans l'espace les repères de contrôle à partir de lignes de contour de l'objet à observer visibles sur l'une ou l'autre des deux images radiographiques.

A cet effet, on pourrait en particulier procéder comme suit :

a) on repère sur chaque image radiographique des lignes de contour correspondant à des limites de l'objet observé et/ou à des lignes de plus grande densité de niveau de gris à l'intérieur des limites,

b) on crée un modèle générique recalé en adaptant la taille du modèle générique et la position de ce modèle générique dans le référentiel X, Y, Z pour que les projections respectives du modèle générique recalé à partir des deux incidences des faisceaux 10, 11 correspondent sensiblement aux deux images radiographiques,

c) on sélectionne des repères du modèle générique dont les projections sur au moins une des images radiographiques à partir de la source 5 et selon l'incidence correspondante, sont les plus proches des lignes de contour repérées au cours de l'étape (b),

d) on calcule les contours tridimensionnels définis par la tangence des rayons X avec l'objet à observer, en position initiale,

5 e) on affine la détermination de la position initiale du modèle générique en mettant en correspondance des repères identifiés dans les deux images radiographiques avec les contours tridimensionnels projetés dans ces deux images radiographiques,

10 f) on applique une déformation géométrique non homogène (telle que le krigeage) du modèle générique afin d'améliorer l'adéquation entre les informations de l'image et le modèle ainsi reconstruit.

15 On notera aussi que le procédé selon l'invention peut comprendre une étape (h) consistant à effectuer un calibrage radiographique de l'environnement tridimensionnel dudit corps osseux en définissant le référentiel tridimensionnel en relation avec les coordonnées, exprimées dans ce référentiel, de chaque source de rayons X et des moyens de détection pour chaque incidence

20 Cette opération est illustrée sur la figure 8.

Sur cette figure 8 :

25 - $R_c (O, x, y, z)$ est le référentiel tridimensionnel permettant d'obtenir les coordonnées tridimensionnelles de l'ensemble de l'environnement radiographique pour chaque incidence, après calibrage,

- $(S1)_{R_c}$ représente la position de la source de rayons X émettant sous l'incidence 1 dont les coordonnées sont exprimées dans le repère R_c suite au calibrage,

30 - $(S2)_{R_c}$ représente la position de la source de rayons X émettant sous l'incidence 2 dont les coordonnées sont exprimées dans le repère R_c suite au calibrage,

- $(D1)_{R_c}$ représente les moyens de détection de rayons X provenant de l'incidence 2 dont les coordonnées sont

exprimées dans le repère R_C , et

- $(D2)_{R_C}$ représente les moyens de détection de rayons X provenant de l'incidence 1 dont les coordonnées sont exprimées dans le repère R_C .

5 Une fois déterminées toutes ces coordonnées par une technique connue de l'homme du métier, les projections correspondant aux images du corps osseux à analyser peuvent être très précisément positionnées dans ce référentiel, pour permettre le repérage des repères de contrôle dans celui-ci.

10 On notera que l'on peut obtenir des faisceaux ayant un spectre énergétique distribué autour de plusieurs énergies soit avec des impulsions d'énergies différentes comme indiqué ci-dessus, soit avec des filtres, ou toute autre méthode connue de l'homme du métier.

15 De même, au lieu d'obtenir des images radiographiques par balayage d'une partie anatomique, on peut utiliser un faisceau conique avec un capteur plan.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie radiographique comprenant une
étape (d) consistant à introduire dans des moyens de calcul
5 (17), des premières données radiologiques numérisées à
partir de signaux délivrés par des moyens de détection (6)
de rayons X et correspondant à des pixels d'une première
image d'une partie anatomique comportant un corps osseux et
balayée, selon une première incidence, avec un faisceau de
10 rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au
moins deux énergies, ces premières données comprenant, pour
chaque pixel, des coordonnées du pixel dans la première
image et des valeurs d'absorptiométrie adaptées pour
calculer la densité minérale osseuse du corps osseux,
15 ramenée à une unité de surface,
caractérisé par le fait qu'il comprend une étape (e)
consistant à déterminer la valeur d'un index composite en
fonction de coordonnées dans un référentiel à trois
dimensions, à partir d'une part, des premières données
20 radiologiques numérisées et d'autre part, d'un modèle
générique tridimensionnel dudit corps osseux.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel,
préalablement à l'étape (d) consistant à introduire les
premières données radiologiques dans les moyens de calcul
25 (17), on met en œuvre les étapes consistant à

- (a) balayer au moins une partie anatomique
comportant ledit corps osseux, en l'irradiant selon au moins
la première incidence avec au moins un faisceau de rayons X
ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins
30 deux énergies,

- (b) détecter, grâce à des moyens de détection (6),
l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X
balayant, selon la première incidence, chaque partie

anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et délivrer, à partir des moyens de détection (6), des signaux correspondants au rayonnement transmis, et

- 5 - (c) numériser et enregistrer ces signaux délivrés par les moyens de détection (6) et correspondant au moins à la première incidence, pour constituer les premières données radiologiques.

10 3. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'étape (d) comprend l'opération consistant à reconstituer au moins une première image bidimensionnelle de la densité minérale osseuse de chaque partie balayée dudit corps osseux, à partir des premières données radiologiques.

15 4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, comprenant également une étape (d') consistant à introduire dans les moyens de calcul (17), des deuxièmes données radiologiques numérisées à partir de signaux délivrés par des moyens de détection (6) de rayons X et
20 correspondant à des pixels d'une deuxième image de la partie anatomique comportant ledit corps osseux et balayée avec un faisceau de rayons X selon une deuxième incidence, non parallèle à la première incidence, et dans lequel les deuxièmes données radiologiques sont introduites dans
25 l'étape (e), pour la détermination de la valeur de l'index composite en fonction de coordonnées dans le référentiel à trois dimensions.

30 5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel, préalablement à l'étape (d') consistant à introduire les deuxièmes données radiologiques dans les moyens de calcul (17), on met en œuvre les étapes consistant à :

- (a') balayer au moins une partie anatomique comportant ledit corps osseux, en l'irradiant selon la

deuxième incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins une énergie ;

5 - (b') détecter, grâce aux moyens de détection (6), l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la deuxième incidence, chaque partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et délivrer, à partir des moyens de détection, des signaux correspondants au
10 rayonnement transmis,

 - (c') numériser et enregistrer les signaux délivrés par les moyens de détection (6) et correspondant à la deuxième incidence, pour constituer les deuxièmes données radiologiques.

15 6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel on obtient les premières et deuxièmes données radiologiques respectivement, selon les première et deuxième incidences, par deux balayages consécutifs de ladite partie anatomique.

20 7. Procédé selon la revendication 5, dans lequel on obtient les premières et deuxièmes données radiologiques par un balayage simultané, selon les première et deuxième incidences, de ladite partie anatomique.

25 8. Procédé selon l'une des revendications 4 à 7, dans lequel l'étape (d) comporte l'opération consistant à reconstituer une deuxième image bidimensionnelle, choisie parmi une image radiographique standard et une image de la densité minérale osseuse, de chaque partie balayée du corps contenant ledit corps osseux, à partir des deuxièmes données radiologiques.

30 9. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'étape (e) comprend les sous étapes consistant à :

 - (e₁) identifier, sur au moins la première image,

des repères prédéterminés correspondant audit corps osseux,

- (e_2) déterminer dans le référentiel à trois dimensions, grâce à des premiers moyens de reconstruction, la position géométrique de chaque repère, identifiés à l'étape (e_1), et

- (e_3) déterminer, grâce à des seconds moyens de reconstruction, la forme en trois dimensions d'un modèle effectif représentant ledit corps osseux, par déformation d'un modèle générique prédéterminé tout en maintenant en coïncidence des repères de ce modèle générique en cours de déformation, avec les repères reconstruits par les premiers moyens de reconstruction.

10. Procédé selon la revendication 9, dans lequel on déforme le modèle générique de façon que le modèle effectif suive une forme la plus proche possible d'une isométrie du modèle générique.

11. Procédé selon la revendication 9, comprenant une étape (g) consistant à déterminer, dans un référentiel à trois dimensions, grâce à des troisièmes moyens de reconstruction, la position géométrique de contours tridimensionnels appartenant audit corps osseux, en mettant en correspondance des repères repérés à l'étape (e_1) et des contours tridimensionnels du modèle générique projetés sur au moins la première image, et en réalisant une déformation géométrique non homogène du modèle générique afin d'améliorer l'adéquation entre des informations issues d'au moins la première image et des informations représentatives du modèle effectif.

12. Procédé selon l'une des revendications 9 à 11, dans lequel :

- au cours de l'étape (e_1), certains des repères identifiés, dits « repères de contrôle non stéréo correspondants » ne sont visibles et repérés que sur une

seule image,

- et au cours de l'étape (e₂), la position géométrique de chaque repère de contrôle non stéréo correspondant (C7-C25) dans le référentiel à trois dimensions est estimée à partir du modèle générique, en déplaçant les repères de contrôle non stéréo correspondants du modèle générique, chacun sur une droite joignant :

5 . d'une part, la source de rayons X (5, 11) à l'origine de l'image dans laquelle une projection de ce repère de contrôle non stéréo correspondant est visible et repérable,

10 . et d'autre part, la projection de ce repère sur cette image, les repères de contrôle non stéréo correspondants (C7-C25) étant ainsi déplacés jusqu'à des positions respectives qui minimisent la déformation globale du modèle générique de l'objet à observer.

15 13. Procédé selon la revendication 12, dans lequel au cours de l'opération (e₃), on minimise la valeur de la somme quadratique :

$$S = \lambda \cdot \sum_{i=1}^m k_i \cdot (x_i - x_{i0})^2 ,$$

25 où λ est un coefficient constant, m est un nombre entier de ressorts fictifs reliant chaque repère (C1-C25) du modèle générique à d'autres repères de ce modèle, k_i est une valeur de raideur prédéterminée du ressort fictif d'indice i , x_{i0} est la longueur du ressort fictif d'indice i dans le modèle générique initial, et x_i est la longueur de ressort fictif d'indice i dans le modèle générique en cours de déformation.

30 14. Procédé selon l'une des revendications 9 à 11, dans lequel :

- au cours de l'étape (e_1), au moins certains des repères sont des repères de contrôle stéréo correspondants (C1-C6) visibles et identifiés sur la première image et une autre image,

5 - et au cours de l'étape (e_3), la position géométrique des repères de contrôle stéréo correspondants (C1-C6) est directement calculée à partir de mesures de position des projections de ces repères sur la première image et l'autre image.

10 15. Procédé selon l'une des revendications précédentes, comprenant une étape (h) consistant à effectuer un calibrage radiographique de l'environnement tridimensionnel dudit corps osseux en définissant le référentiel tridimensionnel dans lequel sont exprimées les
15 coordonnées de chaque source de rayons X (5) et des moyens de détection (6) pour chaque incidence.

 16. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel au cours de l'opération (e), on repère sur chaque image des lignes de contour correspondant
20 à des limites dudit corps osseux et/ou à des lignes de plus grande densité de niveau de gris à l'intérieur de ces limites.

 17. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'index composite est un paramètre
25 choisi parmi

. un paramètre spécifique de la géométrie osseuse, choisi parmi l'angle, la longueur, la surface et le volume d'une partie osseuse,

30 . un paramètre physique choisi parmi la densité minérale osseuse et la masse d'une partie osseuse,

. un paramètre mécanique choisi parmi le module de section et les moments d'inertie d'une partie osseuse, et

. un paramètre chimique choisi parmi la

composition en eau, la composition en graisses et la composition en os d'une partie anatomique comprenant ledit corps osseux,

5 . ou toute combinaison d'au moins deux des paramètres précédents.

18. Procédé selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'index composite est une combinaison d'au moins deux paramètres dont

10 - l'un est choisi parmi les paramètres spécifiques de la géométrie osseuse et les paramètres physiques : l'angle, la longueur, la surface, le volume, la densité minérale osseuse et la masse, d'une partie osseuse et

15 - l'autre est choisi parmi les paramètres chimiques et physiques : la composition en eau, la composition en graisses ; la composition en os, d'une partie anatomique comprenant le corps osseux, ainsi que le module de section et les moments d'inertie d'une partie osseuse.

19. Dispositif d'imagerie radiographique comprenant :

20 - des moyens de calcul (17), adaptés pour calculer des premières données radiologiques numérisées à partir de signaux délivrés par des moyens de détection de rayons X (6) et correspondant à des pixels d'une première image d'une partie anatomique comportant un corps osseux et balayée,
25 selon une première incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies, ces premières données comprenant, pour chaque pixel, des coordonnées du pixel dans la première image et des valeurs d'absorptiométrie adaptées pour calculer la
30 densité minérale osseuse du corps osseux, ramenée à une unité de surface, et

 - des moyens de mémoire, pour mémoriser au moins un modèle générique tridimensionnel dudit corps osseux,

caractérisé par le fait que les moyens de calcul (17) sont également adaptés pour déterminer la valeur d'un index composite en fonction de coordonnées dans un référentiel à trois dimensions, à partir d'une part, des premières données radiologiques numérisées et d'autre part, d'au moins un modèle générique tridimensionnel dudit corps osseux, mémorisé dans les moyens de mémoire.

20. Dispositif selon la revendication 19, comprenant en outre,

10 - des moyens générateurs de rayonnement (5) adaptés pour générer, selon au moins une première incidence, au moins un faisceau de rayons X (10,11) ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies et balayer au moins une partie anatomique comprenant ledit corps osseux,

15 - des moyens de détection (6) adaptés pour détecter l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la première incidence, chaque partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et pour délivrer, à partir des moyens de détection (6), des signaux correspondants au rayonnement transmis,

20 - des moyens de numérisation et d'enregistrement des signaux délivrés par les moyens de détection (6) et correspondant au moins à la première incidence, pour constituer les premières données radiologiques.

25 21. Dispositif selon la revendication 20, dans lequel

30 - les moyens générateurs de rayonnement (5) sont également adaptés pour générer, selon une deuxième incidence, non parallèle à la première incidence, un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins une énergie, et pour balayer au moins une

partie anatomique comportant ledit corps osseux,

- les moyens de détection (6) sont également adaptés pour détecter l'énergie du rayonnement correspondant aux rayons X balayant, selon la deuxième incidence, chaque
5 partie anatomique comportant ledit corps osseux et transmis par chacune des parties balayées, et pour délivrer des signaux correspondants au rayonnement transmis,

- les moyens de numérisation et d'enregistrement sont également adaptés pour numériser et enregistrer les
10 signaux délivrés par les moyens de détection et correspondant à la deuxième incidence, pour constituer des deuxièmes données radiologiques.

22. Dispositif selon l'une des revendications 20 et 21, dans lequel

- les moyens générateurs de rayonnement (5) sont
15 constitués d'une source de rayonnement unique de rayons X générant alternativement deux faisceaux de rayons X correspondant chacun à un spectre d'énergie différent, cette source de rayonnement étant mobile, par rapport audit corps
20 osseux, à la fois dans un plan comprenant les première et deuxième incidences et le long d'un axe de translation perpendiculaire à ce plan, et dans lequel

- les moyens de détection (6) sont constitués d'un détecteur comprenant une ligne de cellules de détection
25 perpendiculaire à l'axe de translation, la source de rayonnement et le détecteur étant alignés selon un axe source-détecteur parallèle au plan comprenant les première et deuxième incidences.

23. Dispositif selon l'une des revendications 19 à
30 22, dans lequel les moyens de calculs (17) sont adaptés pour effectuer un repérage de contours ou de points de la surface dudit corps osseux sur une image de la forme :

$$\text{Im}(x,y) = \sum_{i \in I} a_i f_i(S_i(x,y))$$

où

- les a_i sont des coefficients réels,
 - les f_i des fonctions de \mathbb{R} dans \mathbb{R} ,
 - les $S_i(x,y)$ les valeurs d'absorptiométrie pour
- 5 chaque pixel (x,y) de ladite image obtenue avec un rayonnement dont la distribution en énergie correspond à un spectre i .

24. Programme d'ordinateur pour le traitement numérique d'images radiographiques, ce programme mettant en

10 oeuvre une opération consistant à calculer des premières données radiologiques, à partir de signaux délivrés par des moyens de détection de rayons X (6) et correspondant à des pixels d'une première image d'une partie anatomique comportant un corps osseux et balayée, selon une première

15 incidence, avec un faisceau de rayons X ayant un spectre énergétique distribué autour d'au moins deux énergies, ces premières données comprenant, pour chaque pixel, des coordonnées du pixel dans la première image et des valeurs d'absorptiométrie adaptées pour calculer la densité minérale

20 osseuse du corps osseux, ramenée à une unité de surface, et étant

caractérisé par le fait qu'il met en oeuvre une opération consistant à déterminer la valeur d'un index composite en

fonction de coordonnées dans un référentiel à trois

25 dimensions, à partir d'une part, des premières données radiologiques numérisées et d'autre part, d'un modèle générique tridimensionnel dudit corps osseux mémorisé dans des moyens de mémoire d'un ordinateur.

25. Produit de programme d'ordinateur comprenant des

30 moyens de code de programme, stockés sur un support lisible par un ordinateur, pour mettre en œuvre le procédé selon l'une des revendications 1 à 18, lorsque ledit produit de

programme fonctionne sur un ordinateur.

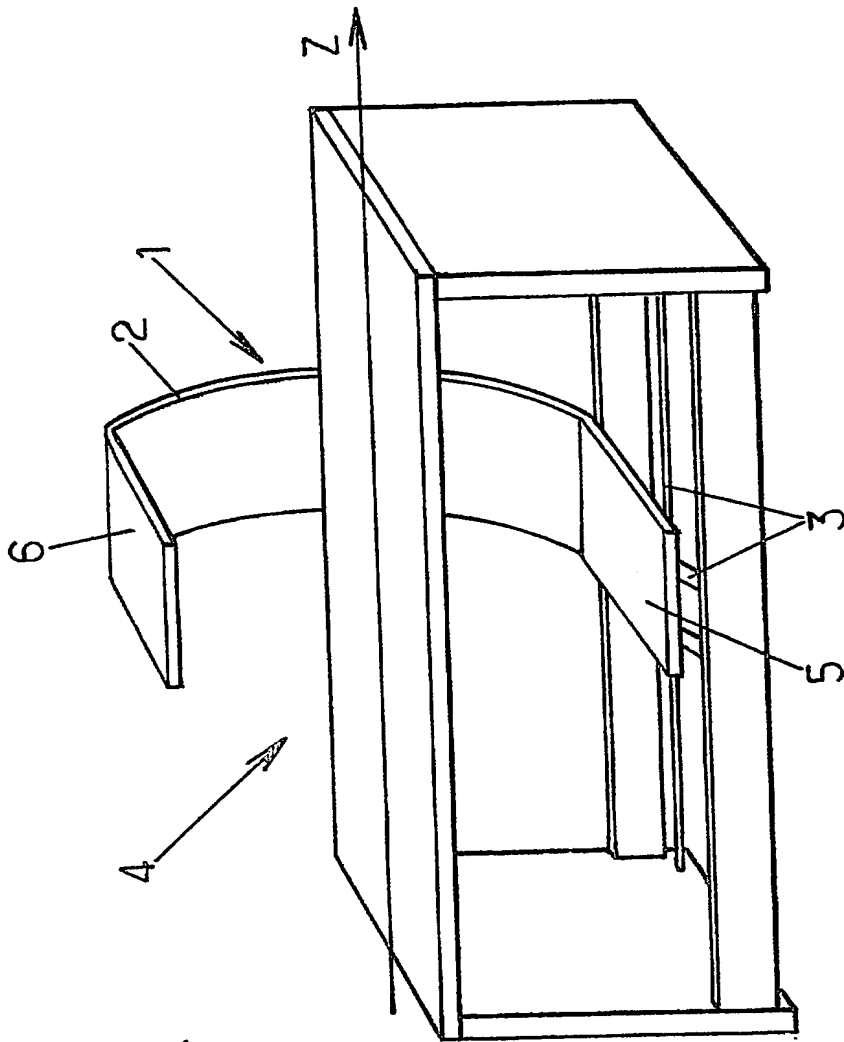
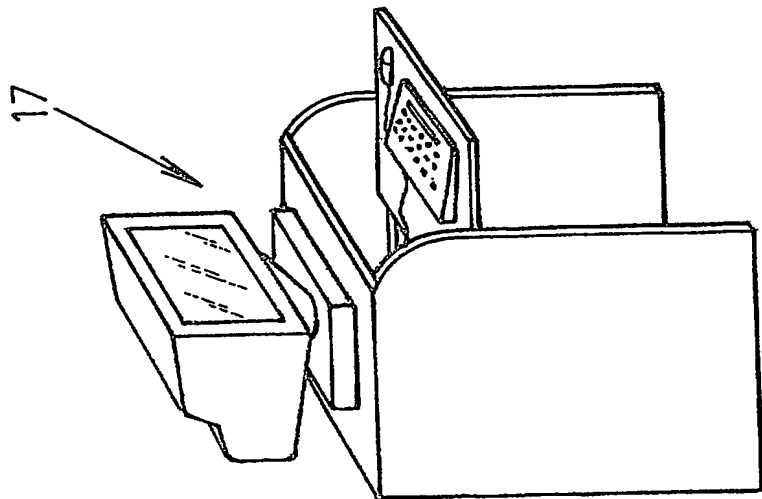


FIG.1.



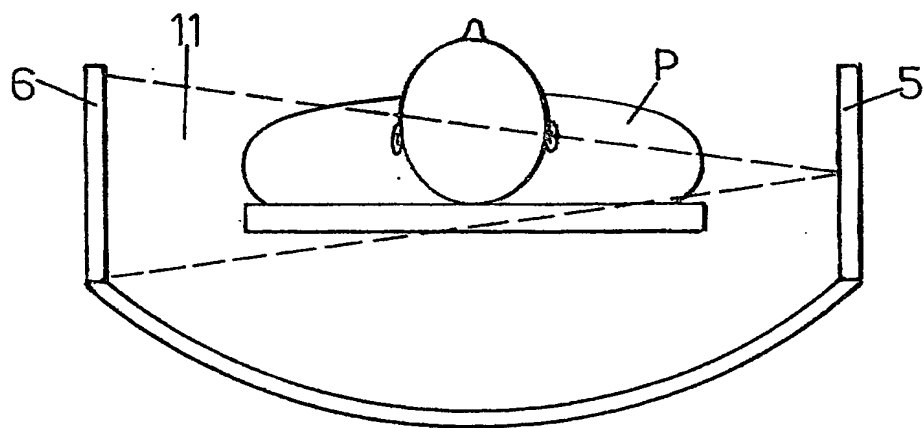
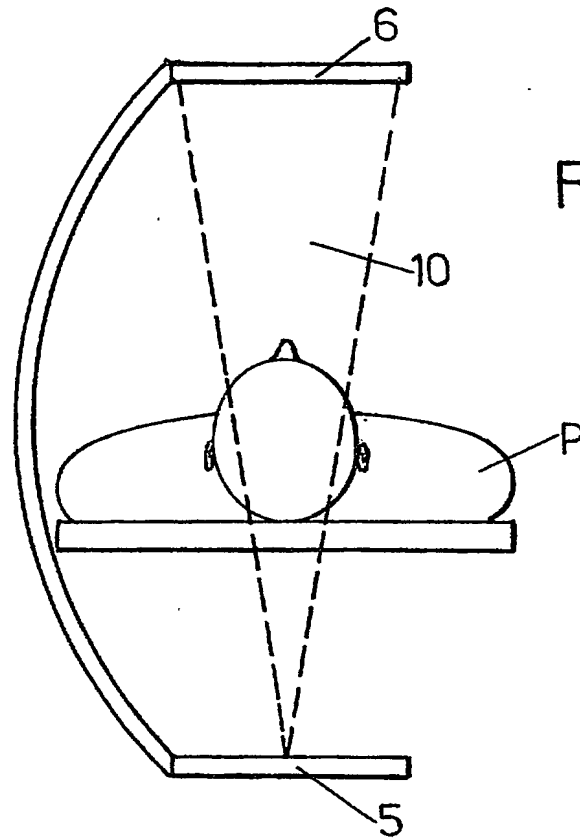


FIG. 3.

FIG. 4.

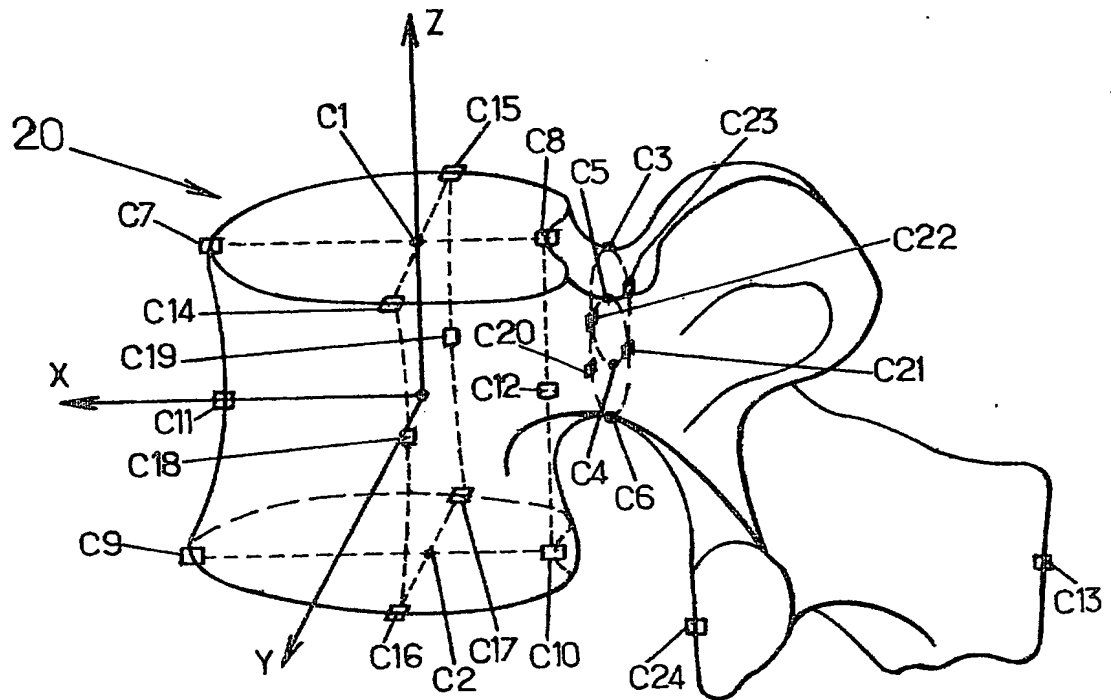


FIG. 7.

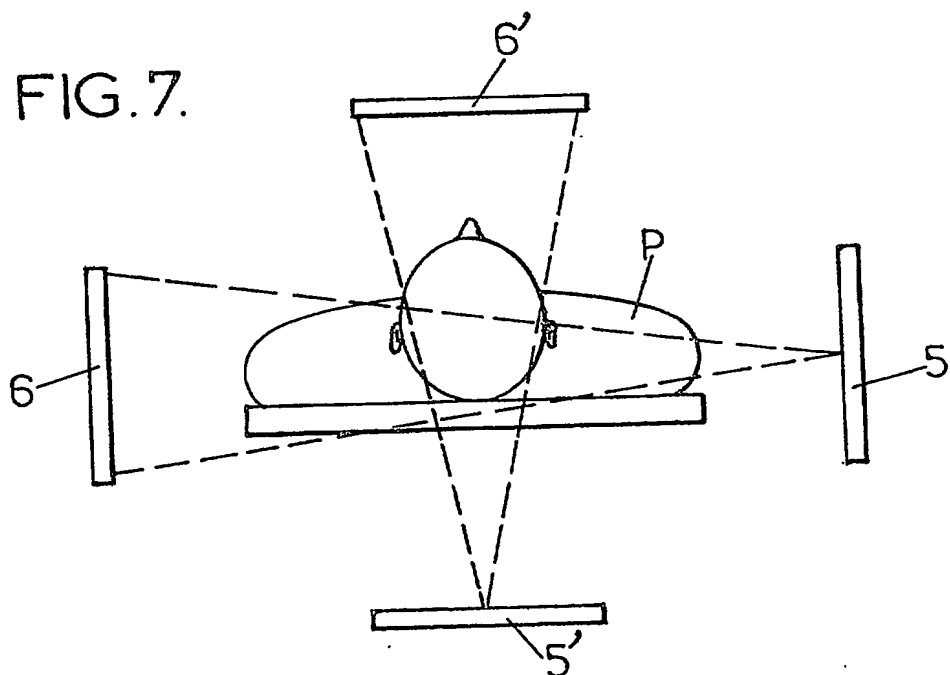


FIG.5.

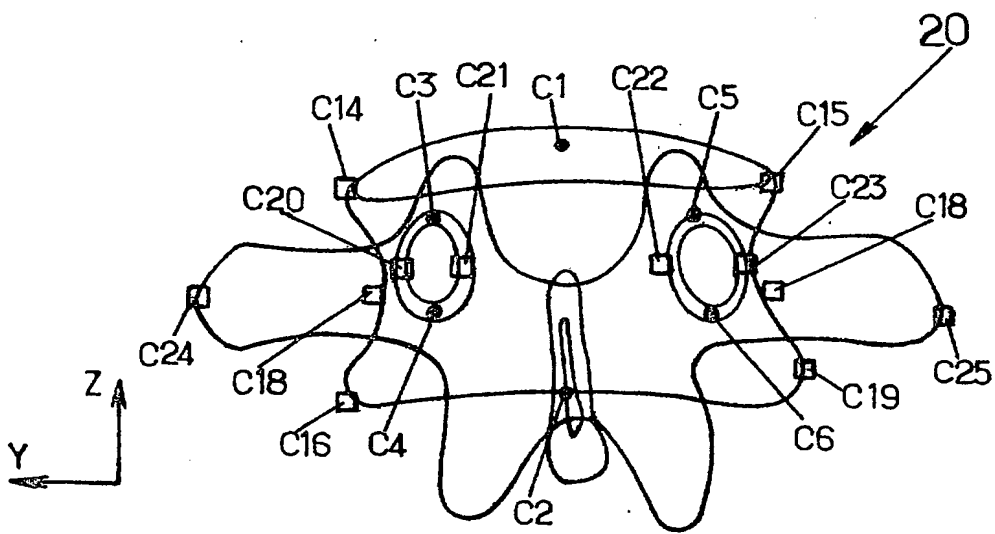
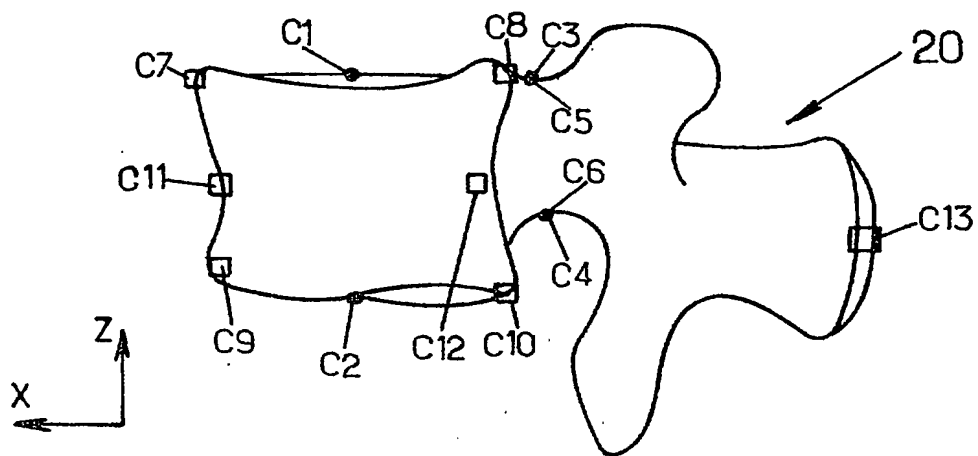


FIG.6.

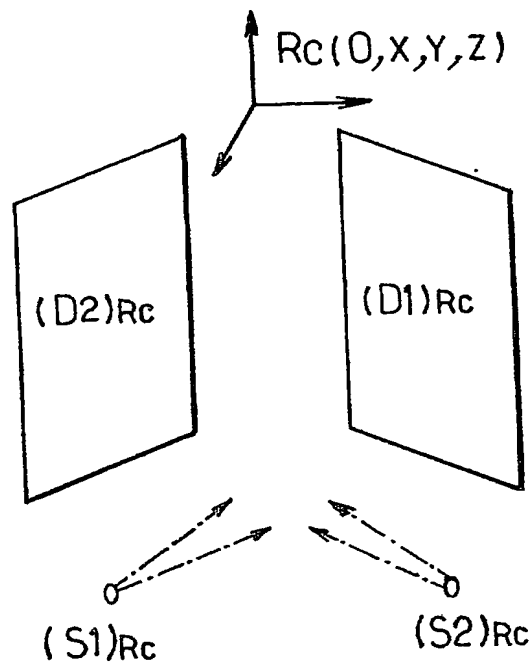


FIG.8

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1. / .3.

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

Vos références pour ce dossier (facultatif)			
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		FR 02 16320	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
PROCEDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
BIOSPACE INSTRUMENTS			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :			
1 Nom			
Prénoms		LE BRAS Anthony	
Adresse	Rue	47, rue de Roz ar Chas 29300 QUIMPERLE FRANCE	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
2 Nom			
Prénoms		KOLTA Sami	
Adresse	Rue	8bis, rue du Moulin à vent 94370 SUCY EN BRIE FRANCE	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
3 Nom			
Prénoms		MITTON David	
Adresse	Rue	27bis, rue Anatole France 94270 LE KREMLIN BICETRE FRANCE	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.			
DATE ET SIGNATURE(S)		Le 10 juin 2003	
DU (DES) DEMANDEUR(S)			
OU DU MANDATAIRE			
(Nom et qualité du signataire)		CABINET PLASSERAUD	
		Eric BURBAUD	
		94-0304	

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .2. / .3

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

Vos références pour ce dossier (facultatif)			
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		FR 02 16320	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
PROCEDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
BIOSPACE INSTRUMENTS			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :			
1	Nom		
	Prénoms	SKALLI Wafa	
Adresse	Rue	70, avenue d'Ivry Tour Helsinki 75013 PARIS	
	Code postal et ville	FRANCE	
Société d'appartenance (facultatif)			
2	Nom		
	Prénoms	de GUISE Jacques A.	
Adresse	Rue	4288, rue Drolet MONTREAL (QUEBEC) H2W 2L6 CANADA	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
3	Nom		
	Prénoms	ROUX Christian	
Adresse	Rue	7, rue de Tournon 75006 PARIS FRANCE	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Le 10 juin 2003 CABINET PLASSERAUD Eric BURBAUD 94-0304	

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 3. / . 3.

(À fournir dans le cas où les demandeurs et les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)



Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

Vos références pour ce dossier (facultatif)			
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		FR 02 16320	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
PROCÉDE ET DISPOSITIF D'IMAGERIE RADIOGRAPHIQUE			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
BIOSPACE INSTRUMENTS			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :			
1 Nom			
Prénoms		TEYSSEYRE Sébastien	
Adresse	Rue	11, rue Erard	
	Code postal et ville	75012 PARIS	FRANCE
Société d'appartenance (facultatif)			
2 Nom			
Prénoms		FECHTENBAUM Jacques	
Adresse	Rue	18, rue Cavendish	
	Code postal et ville	75019 PARIS	FRANCE
Société d'appartenance (facultatif)			
3 Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages.			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		Le 10 juin 2003 CABINET PLASSERAUD Eric BURBAUD 94-0304	

PCT Application
PCT/EP2003/014845



This Page Blank (uspto)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.